

В.Г. БАРСУКОВ¹, В.П. ДЕЙКАЛО²,
А.Е. ГОРБАЧЕВ³, Г.А. КОШМАН⁴



БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВЕРТЕЛЬНОЙ ВАЛЬГИЗИРУЮЩЕЙ ОСТЕОТОМИИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ТРАНСЦЕРВИКАЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМАХ

Гродненский государственный университет имени Янки Купалы¹, г. Гродно,
Витебский государственный медицинский университет², г. Витебск,
Гродненская клиническая больница скорой медицинской помощи³,
Гродненский государственный медицинский университет⁴, г. Гродно,
Республика Беларусь

Цель. Изучить влияние углов поворота клиновидно резецированного фрагмента кости проксимального отдела бедра при вальгизирующей вертельной остеотомии, диаметра бедренной кости в зоне остеотомии на изменение биомеханики тазобедренного сустава с использованием методов математического моделирования.

Материал и методы. Объектом исследования является хирургическая операция вертельной вальгизирующей остеотомии бедренной кости. Разработана и использована методика математического моделирования изменения осевых нагрузок и изгибающего момента, действующих на проксимальный отдел и диафиз бедренной кости, а также величины вертикального и горизонтального перемещений центра головки и точек опорной поверхности при вальгизирующей вертельной остеотомии проксимального отдела бедренной кости.

Результаты. С использованием разработанных методик математического моделирования биомеханических аспектов вальгизирующей остеотомии получены аналитические зависимости, позволяющие выполнять расчеты сжимающих и изгибающих нагрузок, действующих на проксимальный отдел и диафизарную часть бедренной кости, а также величины вертикального и горизонтального перемещений центра головки и точек опорной поверхности при вальгизирующей вертельной остеотомии проксимального отдела бедренной кости. Рассчитаны изменения силовых и кинематических биомеханических параметров бедренной кости для широкого диапазона углов поворота проксимального отдела бедра и наиболее часто встречающихся на практике значений характерных размеров (диаметра бедренной кости, расстояния от центра вертела до центра головки). Показано, что горизонтальное перемещение центра головки и точек опорной поверхности создает более благоприятные биомеханические условия в зоне нестабильного перелома и диафиза бедренной кости. Неблагоприятное смещение опорной поверхности в вертикальной плоскости, которое приводит к удлинению оперированной конечности, можно нивелировать путем резекции фрагмента бедренной кости клиновидной формы.

Заключение. Разработанная методика и полученные на ее основе результаты математического моделирования позволяют выполнять рациональное предоперационное планирование вальгизирующей вертельной остеотомии бедра.

Ключевые слова: биомеханический анализ, вальгизирующая вертельная остеотомия, проксимальный отдел бедренной кости, головка бедра, угол поворота, диаметр кости, опорная поверхность

Objective. To study the influence of rotation angles of a wedge-shaped resected bone fragment of the proximal femur in valgus trochanteric osteotomy, the diameter of the femur in the zone of osteotomy achieved after resection of a bone wedge using mathematical modeling methods.

Methods. The object of the study is a surgical operation of valgus trochanteric osteotomy of the femur. The method of mathematical modeling of changes in axial loads and bending moment acting on the femoral proximal part and diaphysis, as well as the value of vertical and horizontal movements of the center of the femoral head and points of the supporting surface in valgus trochanteric osteotomy of the proximal femur has been designed and used.

Results. Using the designed methods of mathematical modeling of biomechanical aspects of the valgus trochanteric osteotomy, analytical dependences were obtained that allow calculating compressive and bending loads affecting on the proximal and diaphyseal part of the femur, as well as the magnitude of vertical and horizontal displacements of the center of the head and points of the supporting surface during valgus trochanteric osteotomy of proximal part of the femur. Changes in the force and kinematic biomechanical parameters of the femur were calculated for a wide range of rotation angles of the proximal femoral part, and the most frequently encountered in practice the values of specific dimensions (diameter of the femur, lesser-trochanter-to-center-of-femoral-head-distance) were calculated. It was shown that horizontal displacement of the center of femoral head and points of the support surface creates more favorable biomechanical conditions in the zone of unstable fracture and the

femoral shaft. Unfavorable displacement of the support surface in the vertical plane, which leads to elongation of the operated limb, can be neutralized by resection of a wedge-shaped femoral fragment.

Conclusion. The designed method and the results of mathematical modeling obtained on its basis make it possible to perform rational preoperative planning of valgus trochanteric osteotomy of the hip.

Keywords: *biomechanical analysis, valgus trochanteric osteotomy, proximal femur, femoral head, angle of rotation, bone diameter, support surface*

Novosti Khirurgii. 2020 Jul-Aug; Vol 28 (4): 396-403

The articles published under CC BY NC-ND license

Biomechanical Analysis of Valgus Trochanteric Osteotomy for Treatment Transcervical Hip Fractures

V.G. Barsukov, V.P. Deikalo, A.E. Gorbachyov, G.A. Koshman



Научная новизна статьи

Разработана математическая модель вертельной остеотомии бедренной кости. Установлены расчетные зависимости, на основе которых получены конкретные цифровые данные, связывающие угол поворота проксимального отдела бедра, его размеры, а также диаметр бедренной кости с изменением сжимающих и изгибающих нагрузок, действующих на элементы кости, а также с изменением размеров самой кости (удлинение конечности) при вальгизирующей вертельной остеотомии бедра.

What this paper adds

The mathematical model of the trochanteric osteotomy of the femur i has been developed. Calculated dependencies were established on the basis of which the specific digital data were obtained connecting Proximal Femoral Angle of rotation, its dimensions, as well as the diameter of the femur with a change in compressive and bending loads affecting on bone elements, as well as a change in the size of the bone itself (limb lengthening) with valgus trochanteric osteotomy of the femur.

Введение

Согласно классификации Паувелса, существует три варианта угла наклона линии перелома шейки бедренной кости (рис. 1) [1]. Наиболее неблагоприятным с позиций биомеханики является третий тип, когда линия перелома расположена практически вертикально.

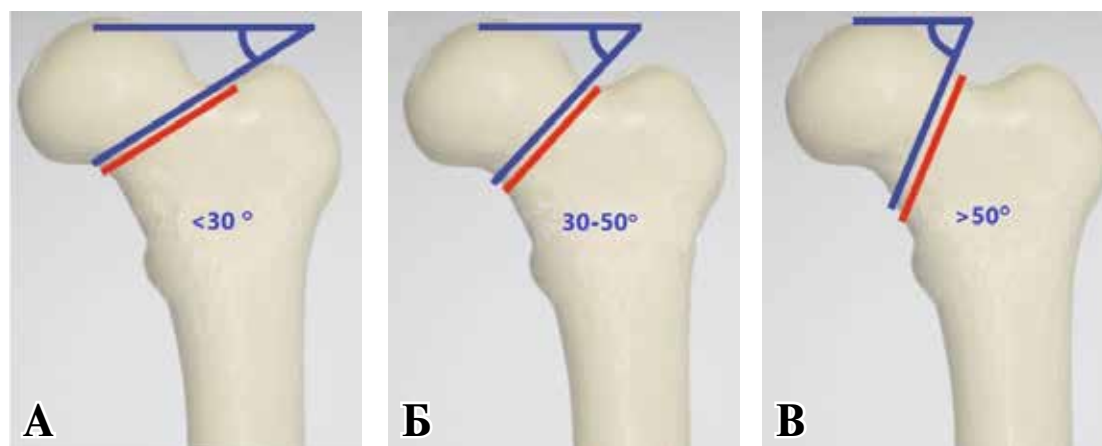
В этом случае традиционные способы остеосинтеза не обеспечивают стабильную фиксацию отломков. Попытки использовать более массивные монолитные конструкции нарушают принцип «биологичности», что приводит, из-за анатомо-физиологических особенностей проксимального отдела бедренной кости, к увеличению риска развития несращения перелома и асептического некроза головки бедра [2]. Наиболее целесообразными для третьего типа переломов, как показывает опыт хирургической

практики, являются оперативные вмешательства, создающие оптимальные биомеханические условия в зоне перелома за счет вальгусного отклонения проксимального отдела бедра [3, 4, 5, 6]. При этом операции с выполнением сопряжения паз-шип в бедренной кости неизбежно сопровождаются смещением опорной поверхности головки бедра вследствие удаления части кости. Этот недостаток может быть устранен различными способами, одним из которых является поворот резецируемого клиновидного фрагмента бедренной кости на 180°.

Данное оперативное вмешательство не только обеспечивает одновременно поворот плоскости перелома на тот же угол, что создает благоприятные условия для межотломковой компрессии, но также изменяет геометрические и биомеханические параметры функционирования тазобедренного сустава.

Рис. 1. Классификация переломов шейки бедра (по Паувелсу):

А – Паувелс I, Б – Паувелс II, В – Паувелс III [1].



Однако биомеханические аспекты вертельной остеотомии изучены только в части влияния расположения винтов и их затяжки на параметры напряженного состояния кортикального и трабекулярного слоев проксимального отдела бедренной кости [7]. Влияние же поворота клиновидно резецируемого фрагмента бедренной кости на изменение биомеханических параметров при вальгизирующей остеотомии не изучено, что осложняет анализ возможных последствий данного оперативного вмешательства.

Цель. Установить влияние углов поворота клиновидно резецированного фрагмента кости проксимального отдела бедра при вальгизирующей вертельной остеотомии, диаметра бедренной кости в зоне остеотомии на изменение биомеханики тазобедренного сустава с использованием методов математического моделирования.

Материал и методы

Объектом исследования является хирургическая операция вертельной вальгизирующей остеотомии бедренной кости. Методика исследований состоит в математическом моделировании изменения осевых нагрузок и изгибающего момента, действующих на проксимальный отдел и диафизарную часть бедренной кости, а также величины вертикального и горизонтального перемещений центра головки и точек опорной поверхности при вальгизирующей вертельной остеотомии проксимального отдела бедренной кости.

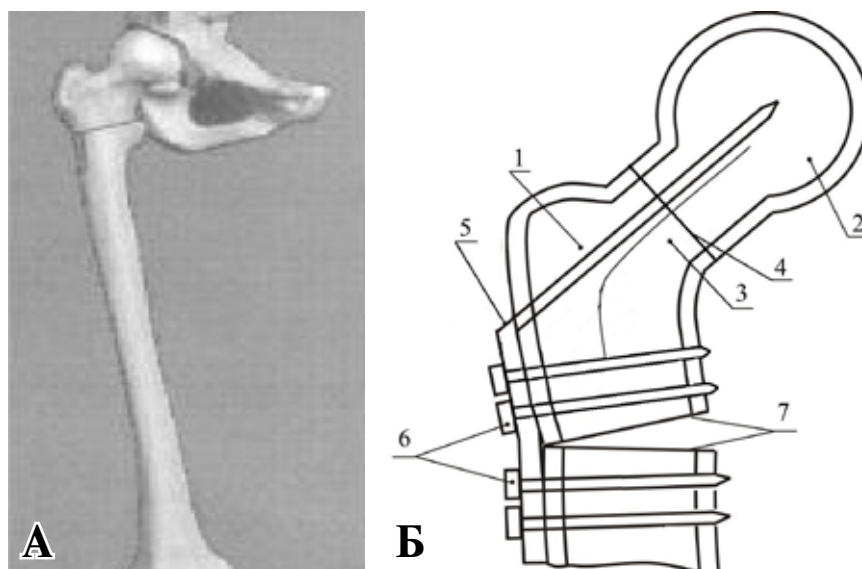
Схема остеотомии предполагает выполнение поперечной остеотомии в вертельной области (межвертельной или подвертельной зоне) и поворот проксимального отдела бедра на рассчитанный угол с последующей фиксацией перелома шейки бедра и зоны остеотомии ангулярной пластиной (рис. 2).

Одним из вариантов выполнения операции является формирование в зоне пропила дополнительного углубления (паза) в одной части и соответствующего выступа (шипа) в другой части бедренной кости с целью препятствования угловому и ротационному смещению фрагментов. При этом пластина в части, расположенной на наружной поверхности бедра, изгибается (моделируется) по контуру кости либо до операции по расчету угла коррекции, либо на операции с помощью специального инструмента.

Необходимым условием биомеханического анализа вальгизирующей вертельной остеотомии проксимального отдела бедра является определение изменения положения характерных точек. Соответствующая расчетная схема приведена на рис. 3. Диаметр кости в зоне остеотомии обозначен через D , диаметр головки бедра — через d . При выполнении расчетов толщина возникающего в зоне остеотомии паза обозначена через δ , а угол поворота проксимального отдела бедра в результате остеотомии — через α .

Моделирование изменения рабочих нагрузок, действующих на элементы бедренной кости. Угловой поворот проксимального отдела даже при неизменных внешних нагруз-

Рис. 2. Схема выполнения сопряжения шип-паз (А) и поворота проксимального отдела бедра (Б) при вальгизирующей вертельной остеотомии бедра:
1 — бедренная кость; 2 — головка бедра; 3 — шейка бедра; 4 — линия перелома;
5 — металлический фиксатор (ангулярная пластина); 6 — винты фиксатора; 7 — зона остеотомии.



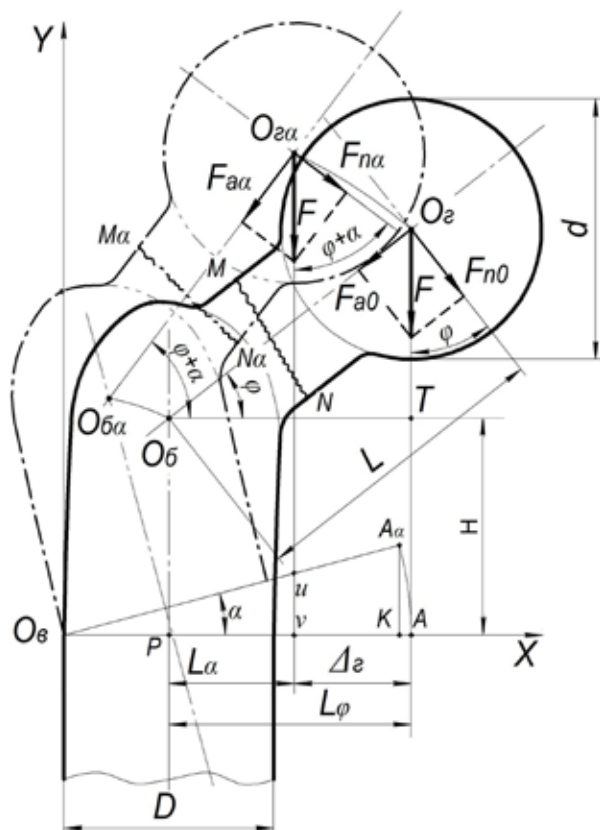


Рис. 3. Расчетная схема для определения изменения размеров проксимального отдела бедра, положения характерных точек и составляющих сил, действующих на проксимальный отдел: сплошная линия – до вальгизирующей остеотомии; штриховая – после вальгизирующей остеотомии.

ках приводит к изменению силовых условий в бедренной кости вследствие изменения ориентации элементов кости относительно этих нагрузок.

Рабочее усилие F , действующее на головку бедра, может быть разложено на две составляющие. Одна из них – аксиальная сила F_a , действующая вдоль оси проксимального отдела бедра, вызывает его сжатие, а вторая F_n , действующая перпендикулярно оси отдела, вызывает изгиб. Поворот проксимального отдела на угол α вызывает изменение каждой из этих составляющих полного усилия.

Проксимальный отдел. Сжимающее усилие до остеотомии

$$F_{a0} = F \sin \varphi \quad (1),$$

после остеотомии

$$F_{a\alpha} = F \sin(\varphi + \alpha) \quad (2).$$

Изгибающее усилие до остеотомии

$$F_{n0} = F \cos \varphi \quad (3),$$

после остеотомии

$$F_{n\alpha} = F \cos(\varphi + \alpha) \quad (4).$$

Изгибающий момент M в произвольном сечении на расстоянии x от центра головки O_z равен произведению изгибающего усилия F_n на плечо x и составляет до остеотомии

$$M_\varphi = F_n \cdot x = Fx \cos \varphi \quad (5),$$

После остеотомии

$$M_\alpha = F_{n\alpha} \cdot x = Fx \cos(\varphi + \alpha) \quad (6).$$

Диафизарная часть бедренной кости дистальнее остеотомии находится в условиях внецентренного сжатия осевой нагрузкой, приводящей к появлению напряжений сжатия и изгиба. При этом осевое сжимающее усилие в результате остеотомии не изменяется и равно рабочей нагрузке F . Однако плечо L_α силы F , создающей изгибающий момент, при повороте проксимального отдела изменяется. До остеотомии оно составляло

$$L_\varphi = L \cos \varphi \quad (7),$$

где L – расстояние от центра вертела O_ϕ до центра головки бедра O_z .

После поворота проксимального отдела оно уменьшается на величину горизонтального смещения центра головки Δz . Применительно к схеме внецентренного сжатия по отношению к точкам, лежащим на продольной оси вертикальной части бедренной кости, оно составляет

$$L_\alpha = L \cos \varphi - \Delta z \quad (8),$$

где Δz зависит от размеров отделов кости и угла поворота при остеотомии.

Для вычисления плеча L_α силы F по формуле (8) при определении изгибающего момента необходимо знать зависимость величины горизонтального смещения центра головки Δz как функции характерных размеров элементов кости и угла α поворота проксимального отдела, что достигается анализом кинематической части расчетной схемы.

В результате поворота точка A перемещается в положение A_α , точка O_z – в положение $O_{z\alpha}$, точка O_ϕ – в положение $O_{\phi\alpha}$. Линия MN характеризует положение плоскости (поверхности) разрушения шейки бедра при переломе. В результате остеотомии и вальгусного отклонения она поворачивается вместе с проксимальным отделом бедра на угол α и принимает

положение $MaNa$. При этом расстояние между некоторыми характерными точками не изменяется. В частности, соответственно равны между собой расстояния от центра головки до плоскости остеотомии ($O_zA=O_{za}A_a$). Точно также сохраняется неизменным расстояние от центра вертела O_b до центра головки O_z , ($O_bO_z=O_{bz}O_{za}$) и расстояние от точки O_b до точки A ($O_bA=O_{ba}A_a$).

С другой стороны, поскольку центр головки бедра (точка O_z) перемещается в вертикальном и горизонтальном направлениях, то изменяются условия восприятия внешней нагрузки, а соответственно, условия биомеханики головки бедра как воспринимающего внешнюю нагрузку опорного элемента.

Для анализа кинематических параметров из точки A_a опущен перпендикуляр в точку K на линии O_bA . Вертикальное перемещение точки A в результате остеотомии изображается отрезком A_aK и составляет

$$A_aK = O_bA_a \sin \alpha = O_bA \sin \alpha \quad (9).$$

При этом входящая в формулу (9) величина O_bA может быть вычислена, как видно из схемы на рис. 3, при помощи следующего соотношения:

$$O_bA = O_bP + PA.$$

Поскольку

$$PA = O_bT = O_bO_z \cos \varphi,$$

то

$$O_bA = \frac{D}{2} + O_bO_z \cos \varphi = \frac{D}{2} + L \cos \varphi,$$

где $L = O_bO_z$ — расстояние от центра вертела до центра головки бедра.

С учетом влияния остеотомии итоговое вертикальное перемещение δ_{bA} становится меньше на величину ширины паза δ .

$$\delta_{bA} = \left(\frac{D}{2} + L \cos \varphi \right) \sin \varphi - \delta$$

Горизонтальное перемещение точки A изображено на рис. 3 в виде отрезка KA и вычисляется по формуле

$$KA = O_bA - O_bK.$$

В связи с тем, что

$$O_bK = O_bA_a \cos \alpha = O_bA \cos \alpha,$$

то

$$KA = O_bA - O_bA \cos \alpha = \left(\frac{D}{2} + L \cos \varphi \right) (1 - \cos \alpha) \quad (10)$$

Учитывая, что длина отрезка AO_z в процессе поворота не изменилась, а отрезок AO_z повернулся против часовой стрелки на угол α , заняв положение A_aO_{za} , то новое вертикальное положение точки O_{za} определяется расстоянием от точки O_{za} до линии O_bA

$$O_{za}V = O_{za}U + UV \quad (11)$$

при этом

$$UV = A_aK = O_bA \sin \alpha = \left(\frac{D}{2} + L \cos \varphi \right) \sin \alpha \quad (12)$$

$$O_{za}U = A_aO_{za} \cos \alpha = AO_z \cos \alpha = (H + L \sin \varphi) \cos \alpha \quad (13)$$

Здесь H — расстояние от точки O_b (центра вертела) до линии остеотомии.

$$H = TA - O_bP$$

Подставив (12) и (13) в (11), получаем:

$$O_{za}V = \left(\frac{D}{2} + L \cos \varphi \right) \sin \alpha + (H + L \sin \varphi) \cos \alpha \quad (14).$$

С учетом остеотомии координата вертикального положения Y_b центра головки смещается вниз на величину паза δ и вычисляется по формуле

$$Y_b = \left(\frac{D}{2} + L \cos \varphi \right) \sin \alpha + (H + L \sin \varphi) \cos \alpha - \delta \quad (14a).$$

Высота дополнительного подъема опорной поверхности Δ_b , численно равная удлинению оперированной конечности, может быть рассчитана как разность по вертикали нового и исходного положений центра головки. Подставив соответствующие значения, после преобразований получаем

$$\Delta_b = Y_b - O_zA = \left(\frac{D}{2} + L \cos \varphi \right) \sin \alpha - (H + L \sin \varphi) (1 - \cos \alpha) - \delta \quad (15).$$

Горизонтальное смещение Δ_z центра головки изображается отрезком AV , причем

$$\Delta_z = AV = AK + KV.$$

Поскольку

$$KV=A_a U=O_a A_a \sin \alpha=O_z A \sin \alpha=(H+L \sin \varphi) \sin \alpha,$$

то с учетом (10) для Δ_z можно записать

$$\Delta_z=\left(\frac{D}{2}+L \cos \varphi\right)(1-\cos \alpha)+(H+L \sin \varphi) \sin \alpha \quad (16)$$

Подставив (16) в (8), получаем аналитическую зависимость для определения величины плеча L_α силы F при расчете изгибающего момента

$$L_\alpha=L \cos \varphi-\left(\frac{D}{2}+L \cos \varphi\right)(1-\cos \alpha)-(H+L \sin \varphi) \sin \alpha \quad (17).$$

Полученные аналитические зависимости (15)-(17) позволяют производить анализ влияния углов поворота проксимального отдела бедренной кости, а также характерных размеров (диаметр кости, расстояние от центра вертела до центра головки бедра, расстояние от центра вертела до линии оперативного сечения кости) на изменение положения опорной поверхности головки бедра, вызывающих сопутствующие изменения биомеханических параметров функционирования при остеотомии и вальгусном отклонении проксимального отдела бедра.

Результаты

На рисунке 4 представлены рассчитанные по формулам (1) и (2) результаты моделирования влияния угла поворота α на изменение относительных значений осевых сжимающих нагрузок, действующих на проксимальный отдел бедренной кости.

На рисунке 5 представлены рассчитанные по формулам (3) и (4) результаты моделирования влияния этого же угла α на изменение относительных значений изгибающих нагрузок, действующих на проксимальный отдел бедренной кости.

На рисунке 6 приведены в качестве примера значения плеча силы F , рассчитанные по формуле (17) для следующих значений параметров: $H=30$ мм; $D=30$ мм; $\varphi=38^\circ$; $\delta=1$ мм.

Для других сочетаний размеров кости изменение расчетных значений плеча силы с увеличением угла поворота проксимального отдела бедренной кости имеет похожий характер, а конкретные значения могут быть определены с использованием формулы (17).

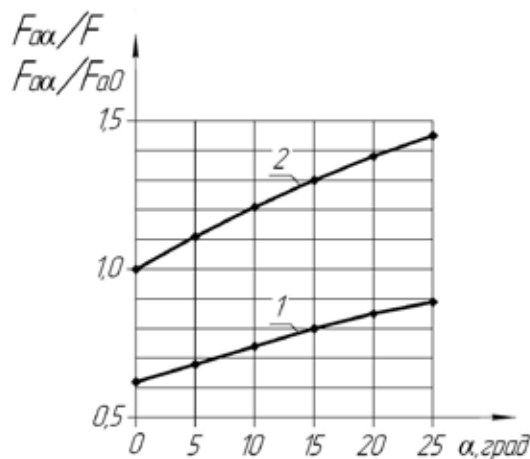


Рис. 4. Влияние угла поворота на изменение относительных значений осевых сжимающих нагрузок, действующих на проксимальный отдел бедренной кости: 1 — $F_{a\alpha}/F$; 2 — $F_{a\alpha}/F_{a0}$.

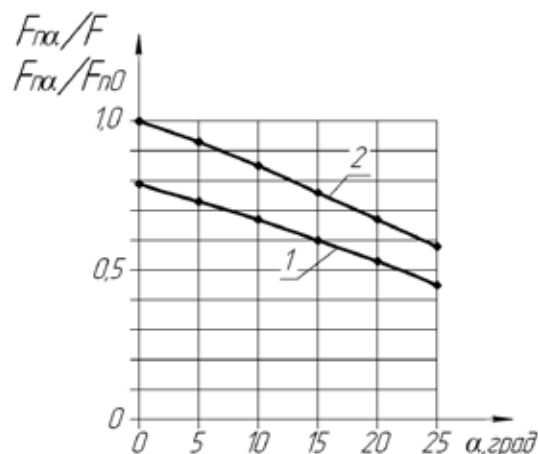


Рис. 5. Влияние угла поворота α на изменение относительных значений изгибающих нагрузок, действующих на проксимальный отдел бедренной кости: 1 — $F_{n\alpha}/F$; 2 — $F_{n\alpha}/F_{n0}$.

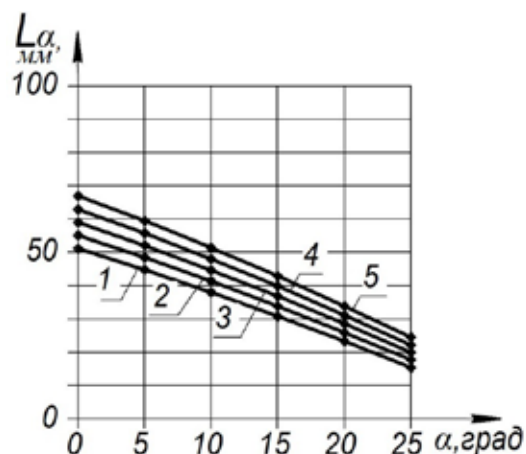


Рис. 6. Влияние расстояния от центра вертела до центра головки бедра L и угла поворота проксимального отдела α на изменение плеча силы F ($H=30$ мм; $D=30$ мм; $\varphi=38^\circ$; $\delta=1$ мм): 1 — $L=65$ мм; 2 — $L=70$ мм; 3 — $L=75$ мм; 4 — $L=80$ мм; 5 — $L=85$ мм.

Обсуждение

Как видно из рисунка 5, с увеличением угла α поворота проксимального отдела бедренной кости нормальное к оси проксимального отдела бедра $F_{\text{на}}$ усилие, и вызванный им изгибающий момент, рассчитываемый по формулам (5)–(7), уменьшаются, снижаясь при $\alpha=20-25^\circ$ на 33–42%. Одновременно, в соответствии с формулами (5) и (6), происходит аналогичное уменьшение изгибающего момента (и вызванных им напряжений изгиба).

Для диафизарной части бедренной кости дистальнее остеотомии сжимающее вертикальное усилие останется без изменений. Однако плечо силы F с увеличением угла поворота α проксимального отдела уменьшается (рис. 6), способствуя тем самым уменьшению изгибающего момента.

Таким образом, биомеханический анализ показывает, что горизонтальное смещение центра и точек сферической опорной поверхности головки бедра благоприятно сказывается на опорной функции тазобедренного сустава при действии вертикальных нагрузок (ходьба, прыжки) за счет уменьшения плеча действия силы и, соответственно, напряжений изгиба в шейке бедра и всей бедренной кости.

При анализе эффективности вертельной вальгизирующей остеотомии необходимо также учитывать, что вертикальное смещение, если не предпринять специальных мер, может оказывать негативный эффект на опорную функцию за счет удлинения оперированной конечности. Этот недостаток можно преодолеть, выполняя операцию с дополнительным удалением сегмента бедренной кости путем комбинации перпендикулярной и наклонной или двух наклонных остеотомий.

Полученные результаты исследования являются новыми, оригинальными, поскольку биомеханические аспекты вальгизирующей остеотомии бедренной кости в такой постановке другими авторами не рассматривались.

Заключение

Результаты выполненных исследований устанавливают изменения осевых нагрузок и изгибающего момента, действующих на проксимальный и дистальный фрагменты бедренной кости, а также величины вертикального и горизонтального перемещений центра головки и точек опорной поверхности при угловом повороте проксимального отдела во фронтальной плоскости, что позволяет проводить планирование параметров операции перед

вальгизирующей вертельной остеотомией бедра. Теоретически обосновано, что горизонтальное перемещение центра головки и точек опорной поверхности кнутри при вальгизирующей вертельной остеотомии бедренной кости оказывает положительное влияние, поскольку создает более благоприятные биомеханические условия в зоне нестабильного перелома и диафизарной части бедренной кости дистальнее остеотомии.

Финансирование

Работа инициативная. Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей изделий медицинского назначения авторы не получали.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что конфликт интересов отсутствует.

ЛИТЕРАТУРА

1. Manninger J, Bosch U, Cserháti P, Fekete K, Kazár G. Internal fixation of femoral neck fractures. An atlas. Vienna: Springer; 2007. 312 p. doi.org/10.1007/978-3-211-68585-3
2. Said GZ, Farouk O, Said HG. Valgus intertrochanteric osteotomy with single-angled 130° plate fixation for fractures and non-unions of the femoral neck. *Int Orthop*. 2010 Dec;34(8):1291-95. doi: 10.1007/s00264-009-0885-z
3. Kuzyk PRT, Angelini M, Waddell JP, McKee MD, Schemitsch EH. Surgical techniques for the management of proximal femoral fracture nonunions. *Oper. Tech Orthop*. 2008 Apr;18(2):114-20. https://doi.org/10.1053/j.oto.2008.10.001
4. Gavaskar AS, Srinivasan P, Jeyakumar B, Raj RV. Valgus intertrochanteric osteotomy for femur neck pseudoarthrosis: a simple solution to a complex problem that has stood the test of time. *Int Orthop*. 2020 Apr;44(4):635-43. doi: 10.1007/s00264-019-04353-7
5. Varghese VD, Livingston A, Boopalan PR, Jepegnanam TS. Valgus osteotomy for nonunion and neglected neck of femur fractures. *World J Orthop*. 2016 May 18;7(5):301-7. doi: 10.5312/wjo.v7.i5.301
6. Karev DB, Barsukov VG. Biomechanical analysis of two point asymmetric screw fixation with implant for femoral neck fracture. *Acta Mechanica et Automatica*. 2012;6(4):19-22.

REFERENCES

1. Manninger J, Bosch U, Cserháti P, Fekete K, Kazár G. Internal fixation of femoral neck fractures. An atlas. Vienna: Springer; 2007. 312 p. doi.org/10.1007/978-3-211-68585-3
2. Said GZ, Farouk O, Said HG. Valgus intertrochanteric osteotomy with single-angled 130° plate fixation for fractures and non-unions of the femoral neck. *Int Orthop*. 2010 Dec;34(8):1291-95. doi: 10.1007/s00264-009-0885-z

3. Kuzyk PRT, Angelini M, Waddell JP, McKee MD, Schemitsch EH. Surgical techniques for the management of proximal femoral fracture nonunions. *Oper. Tech Orthop.* 2008 Apr;18(2):114-20. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2008.10.001>
4. Gavaskar AS, Srinivasan P, Jeyakumar B, Raj RV. Valgus intertrochanteric osteotomy for femur neck pseudoarthrosis: a simple solution to a complex problem that has stood the test of time. *Int Orthop.* 2020

Адрес для корреспонденции

230015, Республика Беларусь,
г. Гродно, ул. Курчатова, 1 а,
Гродненский государственный
университет имени Янки Купалы,
кафедра технической механики,
тел.: 8 (0152) 41-08-73,
e-mail: v.g.barsukov@grsu.by,
Барсуков Владимир Георгиевич

Сведения об авторах

Барсуков Владимир Георгиевич, д.тех.н., доцент, заведующий кафедрой технической механики, Гродненский государственный университет имени Янки Купалы, г. Гродно, Республика Беларусь.

<https://orcid.org/0000-0001-5490-9293>

Дейкало Валерий Петрович, д.м.н., профессор кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ, Витебский государственный медицинский университет, г. Витебск, Республика Беларусь.

<https://orcid.org/0000-0001-7768-3696>

Горбачев Александр Евгеньевич, врач высшей категории ортопедо-травматологического отделения № 1, Гродненская клиническая больница скорой медицинской помощи, г. Гродно, Республика Беларусь.

<https://orcid.org/0000-0002-5651-0005>

Кошман Геннадий Алексеевич, к.м.н., старший преподаватель кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии, Гродненский государственный медицинский университет, г. Гродно, Республика Беларусь.

<https://orcid.org/0000-0001-7451-1282>

Информация о статье

Поступила 12 декабря 2019 г.

Принята в печать 13 июля 2020 г.

Доступна на сайте 1 сентября 2020 г.

Apr;44(4):635-43. doi: 10.1007/s00264-019-04353-7

5. Varghese VD, Livingston A, Boopalan PR, Jepeganiam TS. Valgus osteotomy for nonunion and neglected neck of femur fractures. *World J Orthop.* 2016 May 18;7(5):301-7. doi: 10.5312/wjo.v7.i5.301

6. Krev DB, Barsukov VG. Biomechanical analysis of two point asymmetric screw fixation with implant for femoral neck fracture. *Acta Mechanica et Automatica.* 2012;6(4):19-22.

Address for correspondence

230015, Republic of Belarus,
Grodno, Kurchatov str., 1a,
Yanka Kupala State University of Grodno,
Department of Technical Mechanics,
tel.: 8 (0152) 410873,
e-mail: v.g.barsukov@grsu.by,
Barsukov Vladimir Georgievich

Information about the authors

Barsukov Vladimir G., MD, Associate Professor, Head of the Department of Technical Mechanics, Yanka Kupala State University of Grodno, Grodno, Republic of Belarus.

<https://orcid.org/0000-0001-5490-9293>

Deikalo Valeriy P., MD, Professor of the Department of Traumatology, Orthopedics and Military Field Surgery, Vitebsk State Medical University, Vitebsk, Republic of Belarus.

<https://orcid.org/0000-0001-7768-3696>

Gorbachyov Alexander E., Orthopedic Surgeon of Higher Category of the Department of Traumatology and Orthopedics, Grodno City Clinical Hospital of Emergency Care, Grodno, Republic of Belarus.

<https://orcid.org/0000-0002-5651-0005>

Koshman Gennadiy A., PhD, Senior Lecturer of the Department of Traumatology, Orthopedics and Military Field Surgery, Grodno State Medical University, Grodno, Republic of Belarus.

<https://orcid.org/0000-0001-7451-1282>

Article history

Arrived: 12 December 2019

Accepted for publication: 13 July 2020

Available online: 1 September 2020